

P24587.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Shinsuke OKADA et al.

Serial No. : Not Yet Assigned

Filed : Concurrently Herewith

For : ENDOSCOPE

CLAIM OF PRIORITY

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application Nos. 2003-031817, filed February 10, 2003; and 2003-138099, filed May 16, 2003. As required by 37 C.F.R. 1.55, a certified copy of Japanese application No. 2003-031817 is being submitted herewith. A certified copy of Japanese Application No. 2003-138099 will be filed when available.

Respectfully submitted,
Shinsuke OKADA et al.

Will. E. Lyddell Reg. No.
Bruce H. Bernstein 41,568
Reg. No. 29,027

February 10, 2004
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1950 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 2 月 1 0 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 0 3 1 8 1 7
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 0 3 1 8 1 7]

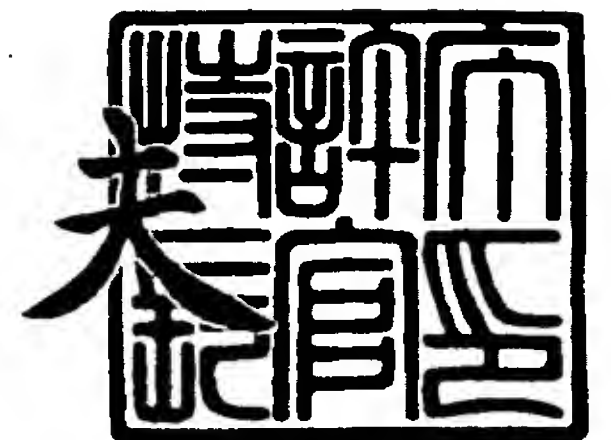
出 願 人 ペンタックス株式会社
Applicant(s):



2 0 0 3 年 1 1 月 1 9 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 PX02P177

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 1/04
G02B 26/10

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

【氏名】 岡田 慎介

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号

【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【代理人】

【識別番号】 100078880

【住所又は居所】 東京都多摩市鶴牧 1 丁目 2 4 番 1 号 新都市センタービル 5 F

【弁理士】

【氏名又は名称】 松岡 修平

【電話番号】 042-372-7761

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 023205

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0206877

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の光学系と、

前記生体組織を前記第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の光学系と、を備えている内視鏡であって、

前記第 2 の光学系を組み込んでいる第 2 の枠体の少なくとも一部を前記第 1 の光学系で視認できるように、前記第 2 の枠体を、前記第 1 の光学系を組み込んでいる第 1 の枠体より前方に突出させていること、を特徴とする内視鏡。

【請求項 2】 前記第 1 の枠体の前面と同一面上に、処置具を送出する送出口をさらに備え、

前記送出口から送われる処置具と干渉しないように、前記第 1 の枠体に対する前記第 2 の枠体の突出部分を形成していること、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】 前記第 1 の光学系で視認される前記突出部分と、前記第 1 の光学系の観察領域の中心を通る水平線及び垂直線とが重ならないように、前記突出部分を形成していること、を特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 4】 前記第 2 の光学系を外部衝撃から保護する保護部を前記突出部分の側面に備えていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

この発明は、それぞれ異なる倍率を有する 2 つの観察光学系を備えている内視鏡に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来より、レーザ光を体腔内の生体組織に照射して、その照射された生体組織からの反射光のうち、対物光学系の物体側焦点面における反射光のみを抽出して、その生体組織を、通常の内視鏡光学系によって得られる観察像より高倍率で観察することができる共焦点顕微鏡の光学系を備えた共焦点プローブが知られている。

【 0 0 0 3 】

通常、この共焦点プローブは、内視鏡に備えられている処置具を挿通する鉗子チャンネルに挿通され、内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率では観察できないような微小な対象物を観察したり、生体組織の断層像を観察したりするために用いられるものである（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 0 - 1 2 1 9 6 1 号公報（第 2 ～ 8 頁、第 1、2 図）

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

内視鏡光学系によって得られる観察像の倍率と、共焦点プローブによって得られる観察像の倍率とでは、共焦点プローブによって得られる観察像の倍率の方が数十倍も高い。すなわち、モニタ上に表示される内視鏡光学系によって得られる観察画像と、共焦点プローブによって得られる観察画像とでは、表示される対象物の倍率が大きく異なるため、モニタ上に表示される互いの観察画像自体も大きく異なってしまう。また、内視鏡光学系と共焦点プローブの観察光学系は、互いの光軸が相対的に固定されていない。従って、互いの光学系によって得られる観察画像間の位置関係を、術者が把握し難くなってしまう。例えば、術者が、内視鏡光学系によって得られる観察画像の一部を、共焦点プローブを用いて拡大して（高倍率で）観察したい場合であっても、内視鏡光学系で観察している領域と、共焦点プローブで観察している領域との位置関係を把握することが困難であるため、この位置関係を把握することに時間を費やしてしまい、その結果、検診や手術に掛かる時間が長くなり、患者に対する負担が増えてしまうという問題がある。

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、内視鏡光学系によって得られる観察像の観察領域と、共焦点プローブによって得られる観察像の観察領域との位置関係を術者が容易に把握することができる内視鏡を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】**【課題を解決するための手段】**

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡は、体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の光学系と、体腔内の生体組織を第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の光学系と、を備えている内視鏡であって、第 2 の光学系を組み込んでいる第 2 の枠体の少なくとも一部を第 1 の光学系で視認できるように、この第 2 の枠体を、第 1 の光学系を組み込んでいる第 1 の枠体より内視鏡前方に突出させている。すなわち、第 2 の枠体の位置を第 1 の光学系で確認することができるため、第 1 の光学系によって得られる観察像と、第 2 の光学系によって得られる観察像との位置関係を容易に把握することができる。

【 0 0 0 8 】

また、上記内視鏡は、第 1 の枠体の前面と同一面上に処置具を送出する送出口をさらに備えており、この送出口から送出される処置具と干渉しないように、第 1 の枠体に対する第 2 の枠体の突出部分を形成している。

【 0 0 0 9 】

また、上記内視鏡は、第 1 の光学系で視認される突出部分と、第 1 の光学系の観察領域の中心を通る水平線及び垂直線とが重ならないように、突出部分を形成している。従って、第 2 の枠体は第 1 の光学系の観察領域周辺部で表示される。そのため術者は、観察し易い観察領域中央部で対象物を観察しつつ、観察領域周辺部で第 2 の枠体の位置を確認することができる。

【 0 0 1 0 】

また、上記内視鏡は、第 2 の光学系を外部衝撃から保護する保護部を突出部分の側面に備えている。このように内視鏡を構成することによって、内視鏡前方に突出しているために大きな負荷が掛かってしまう突出部分を保護することができる。

【 0 0 1 1 】**【発明の実施の形態】**

図 1 は、本発明の実施形態の電子内視鏡システム 5 0 0 を示す図である。この電子内視鏡システム 5 0 0 は、体腔内の生体組織を観察するための光学系を 2 つ備えている電子内視鏡 1 0 0 と、電子内視鏡 1 0 0 に備えられた 2 つの光学系の各々によって得られる画像信号それぞれの処理を行うプロセッサ 2 1 0、2 2 0 と、プロセッサ 2 1 0 によって処理された画像を表示するモニタ 3 1 0 と、プロセッサ 2 2 0 によって処理された画像を表示するモニタ 3 2 0 から構成されている。

【 0 0 1 2 】

本発明の実施形態の電子内視鏡 1 0 0 は、挿入部可撓管 1 0 と、鉗子差込口 2 0 と、操作部 3 0 と、ユニバーサルコード 4 0 と、内視鏡用コネクタ 5 0 と、共焦点システム用コード 6 0 と、共焦点システム用コネクタ 7 0 と、先端部 8 0 から構成されている。

【 0 0 1 3 】

この電子内視鏡 1 0 0 が備える挿入部可撓管 1 0 は、体腔内に挿入される管であり、可撓性を有している。この挿入部可撓管 1 0 内部には、先端部 8 0 に備えられている図示しない周知の固体撮像素子によって受光されて光電変換された画像信号を送信する信号線や、観察対象を照明する光を伝送する図示しないライトガイドなどが配設されている。この挿入部可撓管 1 0 の電子内視鏡 1 0 0 の先端側には、先端部 8 0 が設けられている。図 2 は、先端部 8 0 の構成を示す正面図である。また、図 3 は、先端部 8 0 の構成を示す側断面図である。

【 0 0 1 4 】

先端部 8 0 は、体腔内の生体組織を観察するための周知の内視鏡用対物光学系が組み込まれている内視鏡ユニット 8 1 と、2 つの照明窓 8 6 と、鉗子チャンネル口 8 7 と、体腔内の生体組織を内視鏡用対物光学系よりも高倍率で観察するための共焦点用対物光学系を備えている共焦点ユニット 8 9 から構成されている。

【 0 0 1 5 】

先端部 8 0 に備えられている共焦点ユニット 8 9 は、光を伝送するシングルモ

ード光ファイバ82と、観察対象の像を得るための共焦点用対物光学系90と、共焦点用対物光学系90の前面を保護するためのカバーガラス84と、共焦点用対物光学系90全体を保護するための保護カバー85から構成されている。なお、この共焦点ユニット89は、後述するように、内視鏡ユニット81より前面に突出している突出部を有している。この突出部は、先端部80の外径に比べて細い外径で形成されているため、そのままでは強度が低い。保護カバー85は少なくともこの突出部の強度を上げるために、共焦点用対物光学系90を組み込んでいる枠体を、周方向で覆うように設けられている。

【0016】

内視鏡用対物光学系によって取り込まれた観察対象の像は、固体撮像素子で光電変換されてプロセッサ210に伝送される。プロセッサ210に伝送された画像信号は、このプロセッサ210で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ310において内視鏡用対物光学系による観察画像として表示される。また、共焦点用の対物光学系によって取り込まれた観察対象物の像は、シングルモード光ファイバ82によってプロセッサ220に導光される。プロセッサ220に導光された観察対象物の像は、このプロセッサ220で所定の画像処理を施されて映像信号に変換される。そしてこの映像信号は、モニタ320において共焦点用対物光学系による観察画像として表示される。

【0017】

鉗子差込口20は、生体組織の止血や採取など、さまざまな処置を行うための鉗子を挿入する部位である。ユーザーは、手術内容に応じてさまざまな鉗子を、この鉗子差込口20にセットする。この鉗子差込口20にセットされた鉗子は、挿入部可撓管10に沿って配設されている鉗子チャンネルを挿通して、その先端部が鉗子チャンネル口87から送出する。

【0018】

内視鏡用コネクタ50は、電子内視鏡100をプロセッサ210に接続する部位である。この内視鏡用コネクタ50は、主に、固体撮像素子から伝送される画像信号を伝送する信号線と、画像処理を行うプロセッサ側の信号線とを接続して

おり、さらに、プロセッサ 2 1 0 が備えている光源装置とライトガイドとを接続している。また、この内視鏡用コネクタ 5 0 は、ユニバーサルコード 4 0 を介して操作部 3 0 と接続されている。なお、このプロセッサ 2 1 0 が備えている光源装置から照射された光束は、内視鏡用コネクタ 5 0、ユニバーサルコード 4 0、挿入部可撓管 1 0 などに沿って配設されているライトガイドを介して 2 つの照明窓 8 6 から出射する。そしてこの光束は、先端部 8 0 の前面と対向している生体組織 4 0 0 を照明する。

【 0 0 1 9 】

操作部 3 0 は、ユーザーが電子内視鏡 1 0 0 を操作するための部位であり、先端部 8 0 を上下や左右に移動させて観察領域を自在に変更したり、鉗子差込口 2 0 にセットされた鉗子を起上させたりするなどの操作機能を有している。この操作部 3 0 に組み込まれている種々のノブを操作することによって、先端部 8 0 近傍の挿入部可撓管 1 0 が湾曲して先端部 6 0 が上下や左右に移動したり、鉗子が起上したりする。

【 0 0 2 0 】

共焦点システム用コネクタ 7 0 は、電子内視鏡 1 0 0 をプロセッサ 2 2 0 に接続する部位である。この共焦点システム用コネクタ 7 0 は、プロセッサ 2 2 0 が備えている光源装置と、シングルモード光ファイバ 8 2 とを接続する。また、この共焦点システム用コネクタ 7 0 は、共焦点システム用コード 6 0 を介して操作部 3 0 と接続されている。なお、このシングルモード光ファイバ 8 2 の一端は共焦点システム用コネクタ 7 0 のプロセッサ 2 2 0 との接続部に配設されている。また、このシングルモード光ファイバ 8 2 のもう一端は、共焦点システム用コード 6 0、挿入部可撓管 1 0 を介して先端部 8 0 に配設されている。

【 0 0 2 1 】

次に、共焦点ユニット 8 9 に備えられている光学系の動作を説明する。まず、プロセッサ 2 2 0 に備えられている光源装置からレーザ光が発振する。この発振したレーザ光は、共焦点システム用コネクタ 7 0 のプロセッサ 2 2 0 との接続部にあるシングルモード光ファイバ 8 2 の端部に入射する。入射したレーザ光は、シングルモード光ファイバ 8 2 を伝送して先端部 8 0 側の端部から出射する。シ

シングルモード光ファイバ 8 2 から出射した光束は共焦点用対物光学系 9 0 に入射して、カバーガラス 8 4 を介して生体組織 4 0 0 において焦点を結ぶ。

【 0 0 2 2 】

生体組織 4 0 0 において焦点を結んだ光束は、生体組織 4 0 0 で反射して、共焦点用対物光学系 9 0 を介してシングルモード光ファイバ 8 2 の先端部 8 0 側の端部近傍で焦点を結ぶ。この端部は、共焦点用対物光学系 9 0 から出射した光束が生体組織 4 0 0 において焦点を結んだ位置と共役である。また、このシングルモード光ファイバ 8 2 のコア径は極めて小さい。従って、生体組織 4 0 0 で反射した反射光のうち、生体組織 4 0 0 で焦点を結んだ光束の反射光のみがシングルモード光ファイバ 8 2 を通過し、それ以外の反射光は、シングルモード光ファイバ 8 2 が有するクラッド部などによって遮光されてしまう。すなわち、シングルモード光ファイバ 8 2 を通過する反射光は、生体組織 4 0 0 で焦点を結んだ光束の反射光のみとなる。

【 0 0 2 3 】

生体組織 4 0 0 で焦点を結んだ反射光のみに絞られたそれぞれの光束は、上述したように、シングルモード光ファイバ 8 2 によってプロセッサ 2 2 0 に導光されてプロセッサ 2 2 0 で処理されて映像信号に変換される。そしてこの変換された映像信号は、共焦点用対物光学系による観察画像としてモニタ 3 2 0 に表示される。

【 0 0 2 4 】

次に、先端部 8 0 における内視鏡ユニット 8 1 と共焦点ユニット 8 9 との位置関係を説明する。内視鏡ユニット 8 1 前面は、照明窓 8 6、鉗子チャンネル口 8 7、送水ノズル、送気ノズルなどを備えている図 3 において一点鎖線で示されている面 8 1 a と同一面上に位置する。そして共焦点ユニット 8 9 は、この面 8 1 a よりも先端部 8 0 前方に突出している突出部 8 9 a を有している。すなわち先端部 8 0 の前方部では、共焦点ユニット 8 9 のみが他の部位に対して突出するよう形成されている。

【 0 0 2 5 】

また、体腔内の細い管に先端部 8 0 を挿入した際の患者に対する安全性を確保

するために、保護カバー 85 における突出部 89 a に相当する部分は、共焦点用対物光学系 90 の光軸に対してテーパを有した形状となっている。従って、このような突出部 89 a が設けられている電子内視鏡 100 を体腔内の細い管に挿入する場合でも、この先端部 80 が管内で引っ掛かることはなくスムーズに挿入される。なお、共焦点ユニット 89 は他の部位より先端部 80 前方に突出して形成されているため、その突出部は細く形成されてしまう。また、電子内視鏡 100 の最も先端に位置しているため、大きな負荷が掛かってしまう。この保護カバー 85 は、それらの問題を鑑みて、突出部 89 a の強度を上げ、かつ共焦点用対物光学系 90 を保護するために、先端部 80 に備えられたものである。

【0026】

図 4 は、内視鏡用対物光学系によって得られた観察像を表示しているモニタ 310 を示す図である。図 3 の内視鏡ユニット 81 前面の点線で示される内視鏡用対物光学系の視野内に、共焦点ユニット 89 の少なくとも一部が入るように、この突出部 89 a は形成されている。さらに、この突出部 89 a は、鉗子チャンネル口 87 から送出される鉗子の作業を妨げることなく、かつモニタ 310 に表示される共焦点ユニット 89 の一部がモニタ 310 の表示観察領域の中心を通る垂直線 310 a 及び水平線 310 b と重ならないように形成されている。従って、図 4 に示すように、この突出部 89 a はモニタ 310 の画面中央部で表示されることがない。その結果、術者は観察し易い画面中央部で対象物を観察しつつ、画面周辺部で共焦点ユニット 89 の位置を確認することができる。なお、鉗子チャンネル口 87 から送出される鉗子の作業を妨げる突出部 89 a とは、突出部 89 a が光軸方向に長く形成されているため、鉗子より先に、突出部 89 a が処置したい生体組織に到達してしまい、その生体組織に鉗子が届かなかつたり、突出部 89 a が鉗子チャンネル口 87 と接するように形成されているため、鉗子を動作させた場合に鉗子が突出部 89 a と接触して鉗子が正常に動作できなくなってしまうようなものを示す。

【0027】

次に、本発明の実施形態の電子内視鏡 100 を用いた生体組織 400 の観察方法の一態様を説明する。図 4 (A) に示すように、術者は、共焦点用対物光学系

90より低倍率（すなわち観察範囲の広い）の内視鏡用対物光学系を用いて生体組織400の全体像をモニタ310に表示させて観察する。上述したように、共焦点ユニット89はモニタ310の画面周辺部で表示されるため、術者は観察し易い画面中央部で生体組織400を観察しつつ、共焦点ユニット89の位置を確認することができる。そして観察中の生体組織400を内視鏡用対物光学系より高倍率で（すなわち観察対象を拡大して）観察したい場合、図4（B）に示すように、術者は、モニタ310の画面周辺部に表示されている共焦点ユニット89の前面に生体組織400が位置するよう電子内視鏡100を操作する。すなわち術者は、体腔内における観察位置を把握し易い内視鏡用対物光学系（観察範囲が広いため）を用いて、体腔内における観察位置を把握し難い共焦点用対物光学系90（観察範囲が狭いため）の観察領域を容易に決定することができる。

【0028】

図4（B）の状態時、共焦点ユニット89によって得られる画像が表示されるモニタ320にはモニタ310よりも拡大された生体組織400が表示されているため、術者はこのモニタ320で生体組織400の細部を観察することができる。そしてこのとき術者は、モニタ310に表示された生体組織400及び共焦点ユニット89と、モニタ320に表示された生体組織400とを同時に観察することができる。従って、内視鏡ユニット81によってモニタ310に表示される生体組織400と、共焦点ユニット89によってモニタ320に表示される生体組織400との位置関係を容易に把握することができ、検診や手術に掛かる時間を短縮させることができる。

【0029】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【0030】

【発明の効果】

以上のように本発明の内視鏡は、第2の光学系を組み込んでいる第2の枠体の少なくとも一部を第1の光学系で視認できるように、第2の枠体を、第1の光学系を組み込んでいる枠体より内視鏡前方に突出させている。すなわち、第2の枠

体の位置を第 1 の光学系で確認することができるため、第 1 の光学系によって得られる観察像と、第 2 の光学系によって得られる観察像との位置関係を容易に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施形態の電子内視鏡システムを示す図である。

【図 2】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す正面図である。

【図 3】

本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の構成を示す側断面図である。

【図 4】

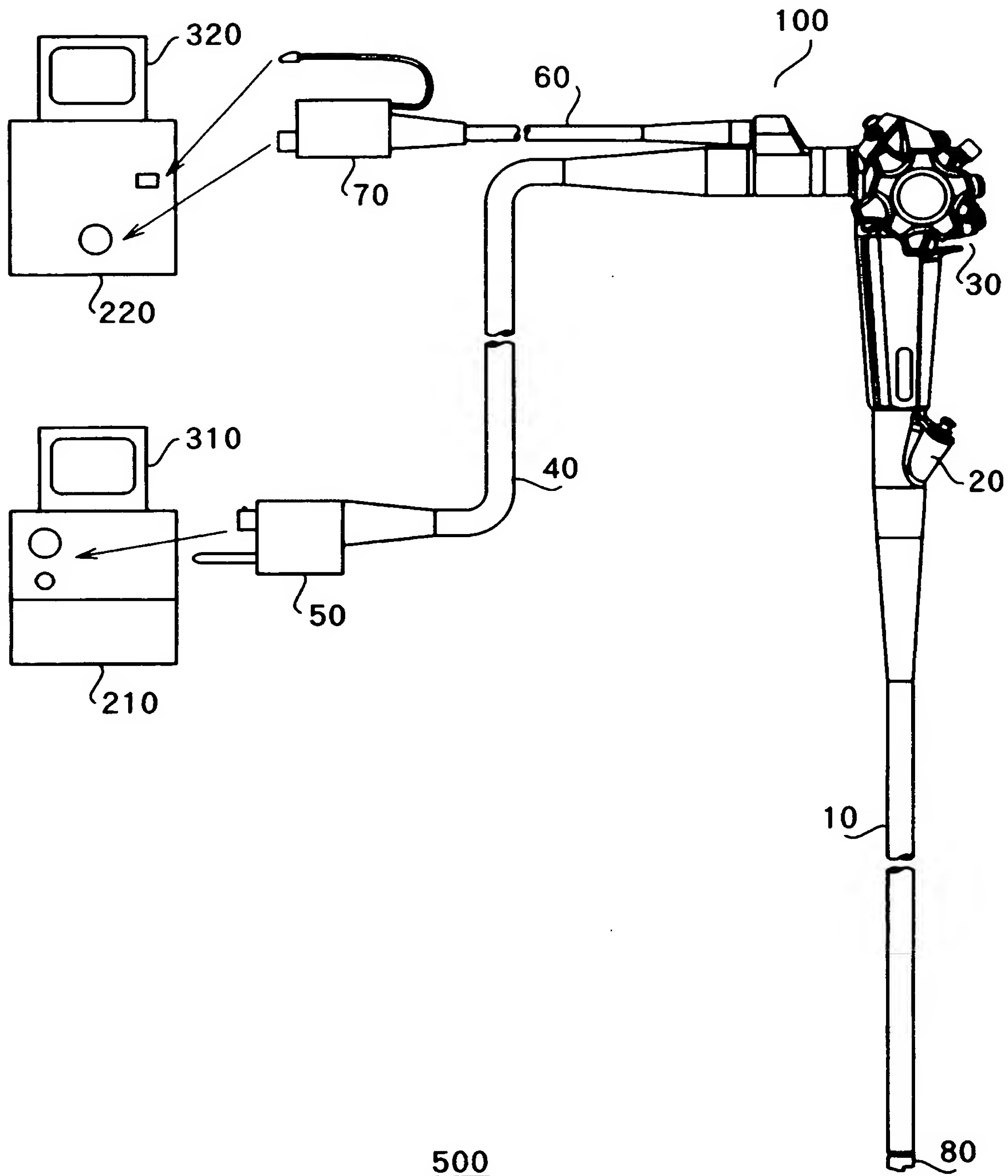
本発明の実施形態の内視鏡用対物光学系によって得られた観察像を表示しているモニタを示す図である。

【符号の説明】

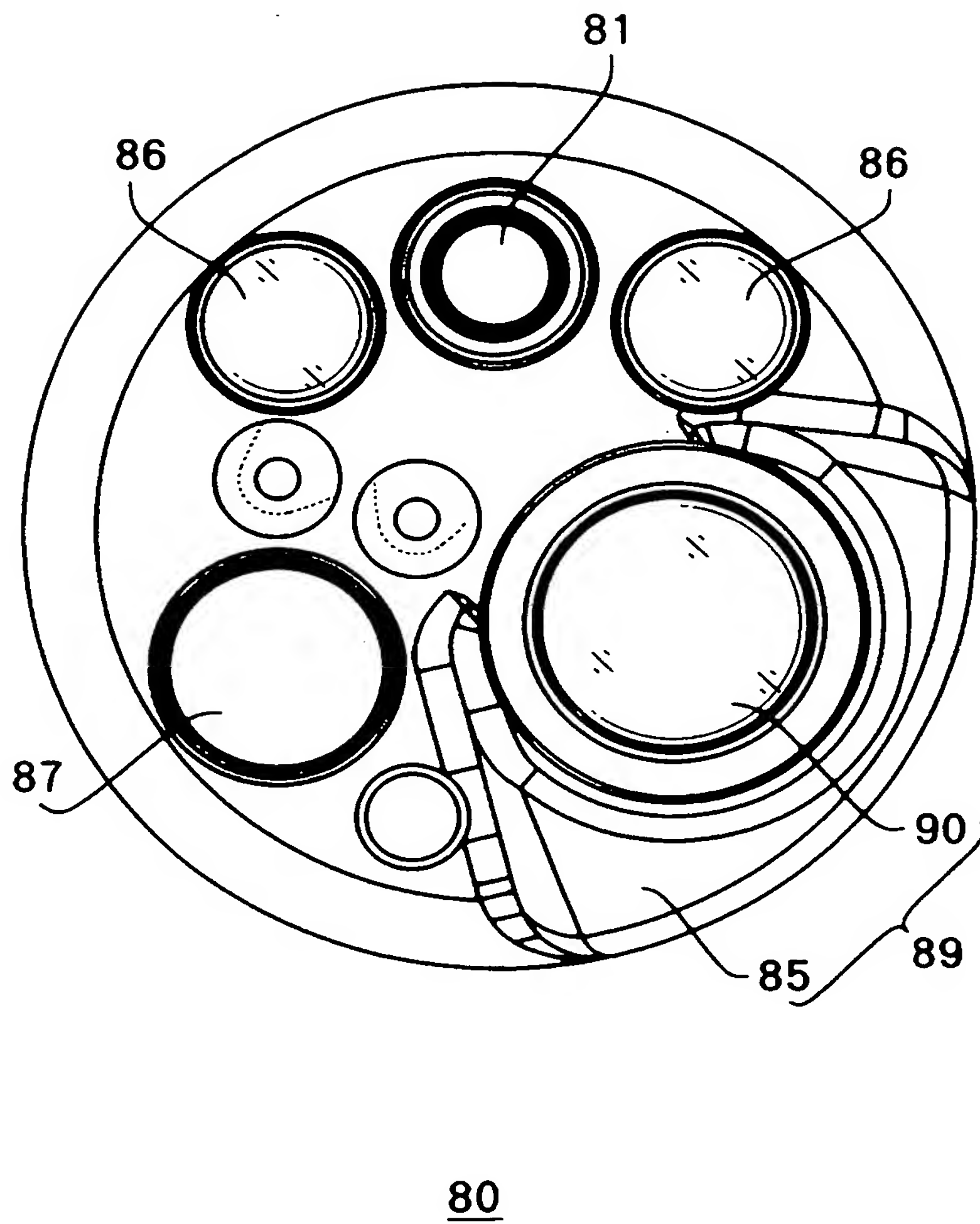
- 8 0 先端部
- 8 1 内視鏡ユニット
- 8 9 共焦点ユニット
- 8 9 a 突出部
- 1 0 0 電子内視鏡

【書類名】 図面

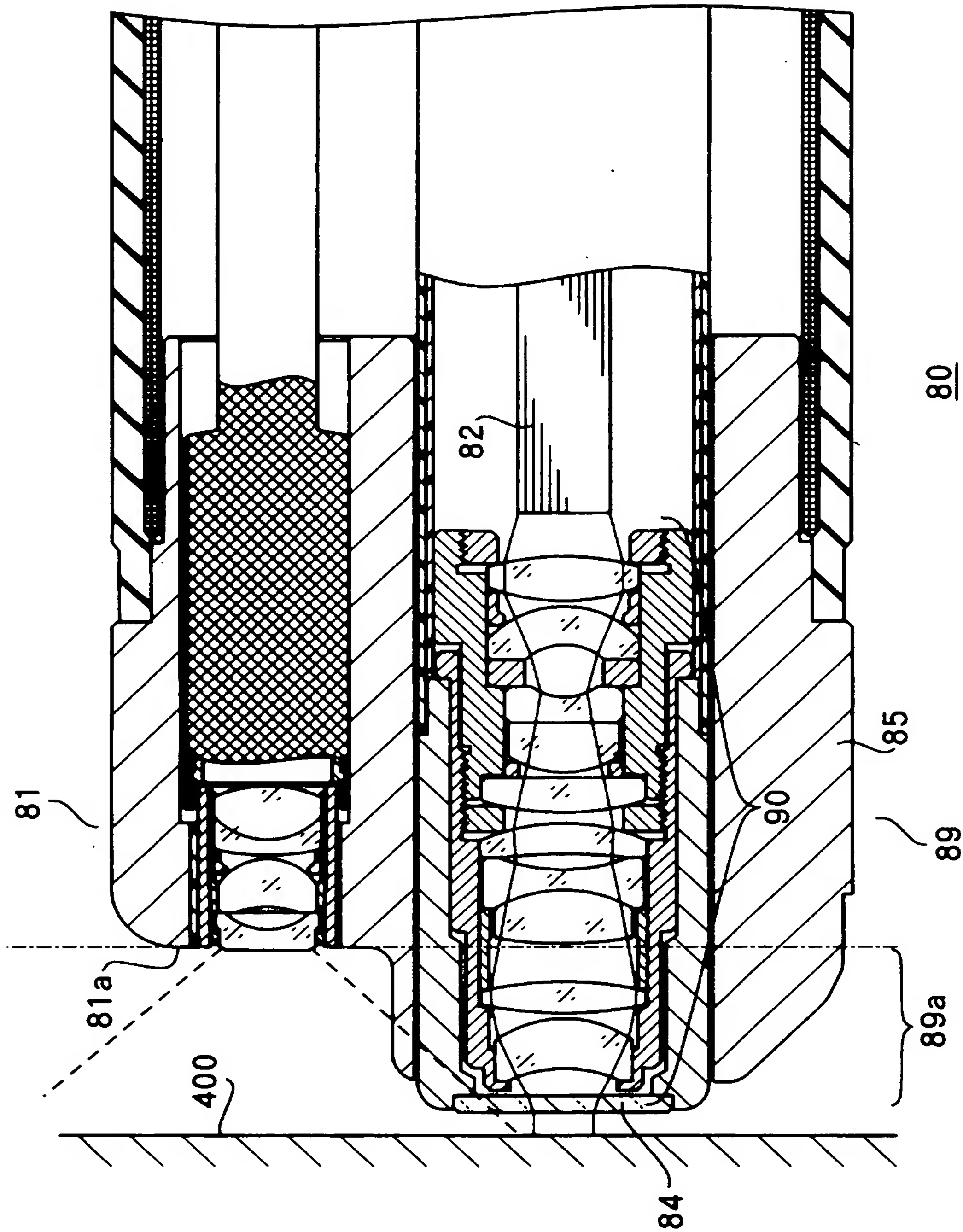
【図 1】



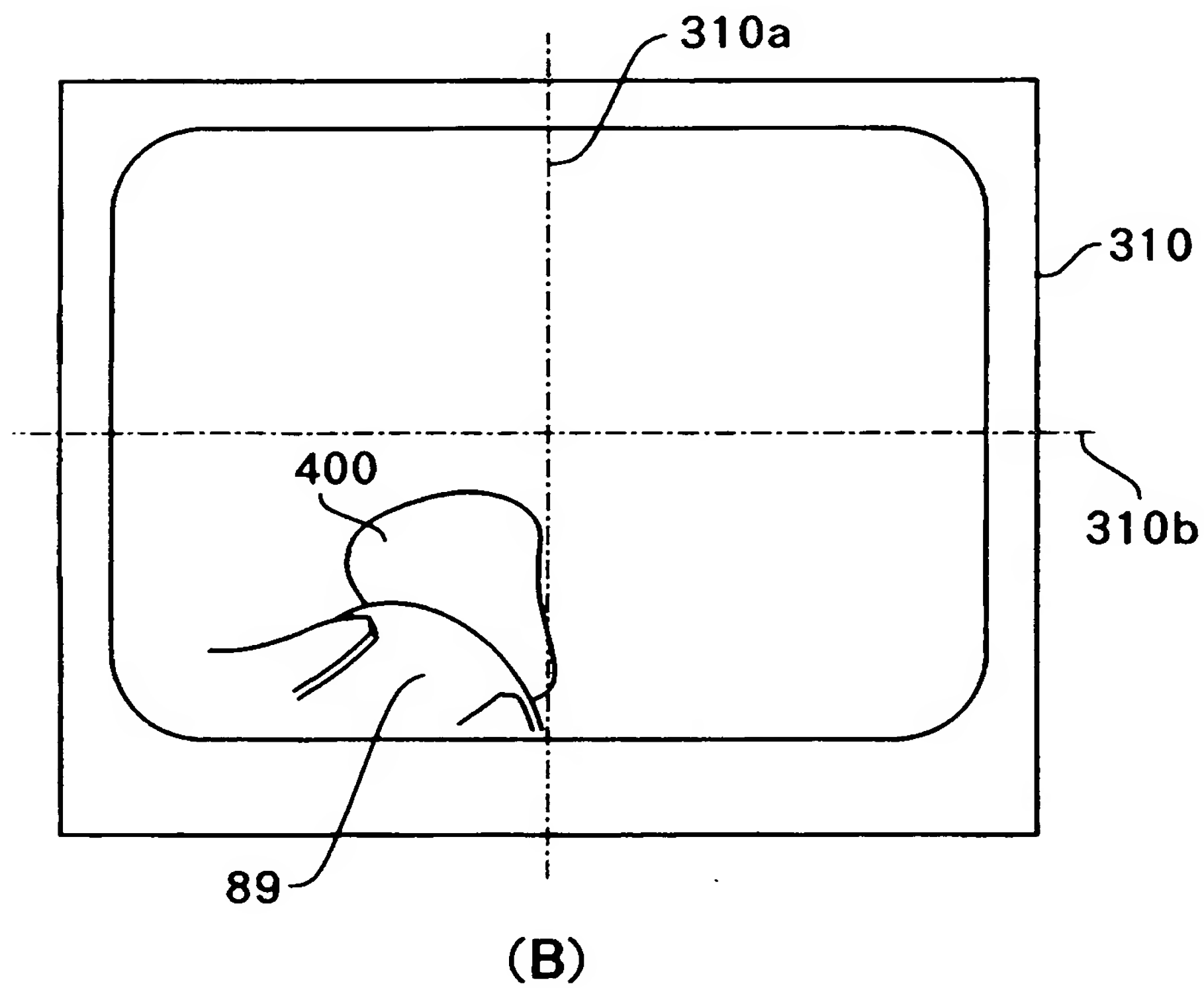
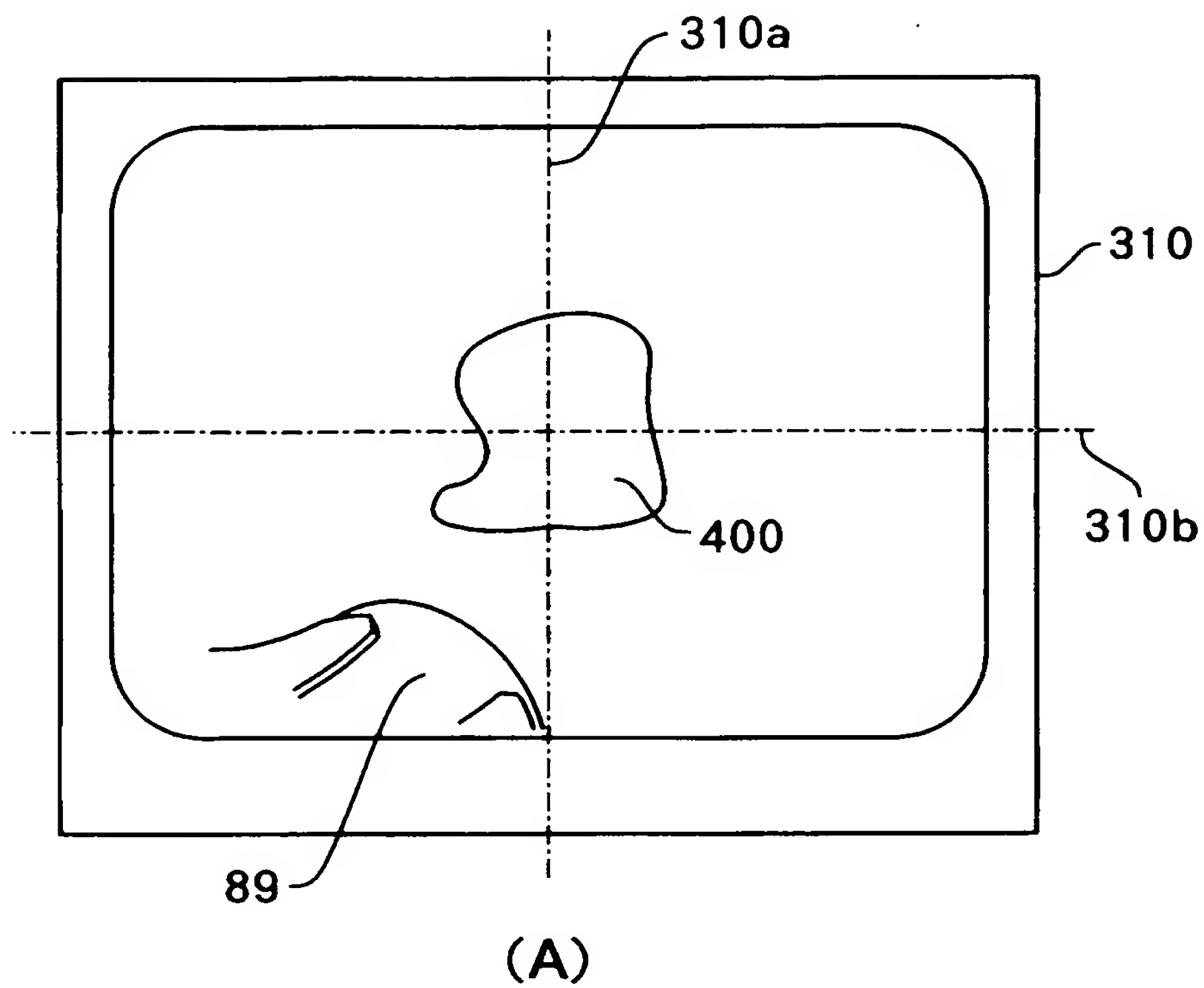
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 内視鏡光学系によって得られる観察像の観察領域と、共焦点プローブによって得られる観察像の観察領域との位置関係を容易に把握する。

【解決手段】 体腔内の生体組織を第 1 の倍率で観察するための第 1 の光学系と、体腔内の生体組織を第 1 の倍率より高い第 2 の倍率で観察するための第 2 の光学系と、を備えている内視鏡であって、第 2 の光学系を組み込んでいる第 2 の枠体の少なくとも一部を第 1 の光学系で視認できるように、第 2 の枠体を、第 1 の光学系を組み込んでいる枠体より内視鏡前方に突出させている。

【選択図】 図 3

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 0 3 1 8 1 7
受付番号	5 0 3 0 0 2 0 5 2 7 6
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 5 年 2 月 1 2 日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成15年 2月10日

次頁無

特願 2 0 0 3 - 0 3 1 8 1 7

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 0 5 2 7]

1 . 変 更 年 月 日

2 0 0 2 年 1 0 月 1 日

[変 更 理 由]

名 称 変 更

住 所

東 京 都 板 橋 区 前 野 町 2 丁 目 3 6 番 9 号

氏 名

ペ ン タ ッ ク ス 株 式 会 社